

---

## Elektrodenleitung für die Elektrotherapie von Herzgewebe

---

- Die Erfindung betrifft eine Elektrodenleitung für die Elektrotherapie oder Untersuchung von Herzgewebe, also von Myokard. An ihrem proximalen Ende weist die Elektrodenleitung einen Anschluss auf, mit dem die Elektrodenleitung mit einem elektrischen Generator, einem Elektrotherapiegerät oder auch mit einem Implan-
- 5     tat, wie einem Herzschrittmacher oder Defibrillator verbunden ist. Das Therapiegerät ist vorzugsweise ein Generator für hochfrequenten Strom für die Gewebeablation. An ihrem distalen Ende weist die Elektrodenleitung eine oder mehrere Abfühlelektroden (Sensingelektroden) oder zusätzlich oder alternativ Behandlungselektroden auf.
- 10    Derartige Elektrodenleitungen sind im Bereich der Elektrophysiologie insbesondere zur Erfassung und Behandlung von Reizleitungsstörungen im Herzen bekannt und werden auch als EP-Katheter (Elektrophysiologie-Katheter) bezeichnet. Diese Bezeichnung soll im vorliegenden Fall sowohl Mappingkatheter zum Erfassen einer myokardialen Reizleitung oder Ablationskatheter für die lokale
- 15    Verödung von Herzgewebe (Myokard) oder Kombinationen solcher Elektrodenleitungen umfassen. Solche Elektrodenleitungen dienen dazu, in einem ersten Schritt die Erregungsausbreitung im Myokard mit Hilfe von Abfühlelektroden zu



erfassen, um auf diese Weise Störungen der Erregungsausbreitung erkennen zu können. Anschließend kann durch Applikation von in der Regel hochfrequentem Wechselstrom, der über Behandlungselektroden gezielt abgegeben wird, eine Gewebeverödung (Ablation) herbeigeführt werden, mit der Folge, dass dort, wo  
5 das Herzgewebe verödet ist, keine Reizleitung mehr stattfindet.

Entsprechende Katheter und Therapien sind grundsätzlich bekannt und weisen bisher den großen Nachteil auf, dass die Therapie nicht unter Beobachtung im Rahmen einer Kernspintomographie (Magnetresonanztomographie) durchgeführt werden kann, da sich die elektrischen Leitungen zwischen dem proximalen Ende  
10 der Elektrodenleitung und den Elektroden am distalen Ende der Elektrodenleitung in Folge der vom Kernspintomographen induzierten Induktionsströme erheblich erwärmen können. Hinzu kommt, dass die elektrischen Leiter der üblichen Elektrodenleitungen zu unerwünschten Artefakten in dem mit dem Kernspintomographen aufgenommenen Bild führen.

15 Dieses Problem ist umso größer, da die maximale Leistungsaufnahme der elektrischen Leitungen dann gegeben ist, wenn deren Länge ein Vielfaches der Hälfte der vom Kernspintomographen abgegebenen Wellenlänge, also von  $\frac{\lambda}{2}$ , beträgt. Dies ist bei üblichen elektrischen Leitungen üblicher EP-Katheter erfüllt. Erschwerend kommt hinzu, dass die größte Erhitzung ausgerechnet in der Nähe  
20 des distalen Endes der entsprechenden Elektrodenleitung in dem Gebiet zwischen Endokard und Myokard auftritt.

Diese Gründe führen bisher dazu, dass eine elektrophysiologische Untersuchung des Myokards oder eine Elektrotherapie des Myokards in Form von Ablation oder Ähnlichem nicht unter Beobachtung im Kernspintomographen durchgeführt werden dürfen.  
25

Ähnliche Probleme ergeben sich auch im Zusammenhang mit Stimulationselektrodenleitungen oder Defibrillationselektrodenleitungen für den Anschluss an einen implantierbaren Herzschrittmacher, Kardioverter, Defibrillator oder derglei-



chen. Da übliche Defibrillations- und Stimulationselektrodenleitungen nicht kernspinkompatibel sind, können die Patienten mit solchen Implantaten nicht mit einem Kernspintomographen untersucht werden

5 Ziel der Erfindung ist es daher, eine Elektrodenleitung zu schaffen, die auch eine Anwendung im Kernspintomographen erlaubt.

Erfindungsgemäß wird dieses Ziel mit einer Elektrodenleitung der eingangs genannten Art erreicht, bei dem der oder die vom proximalen zum distalen Ende der Elektrodenleitung verlaufenden elektrischen Leiter von Kohlenstoff gebildet sind.

10 Es hat sich gezeigt, dass sich mit elektrischen Leitern aus Kohlenstoff sowohl der unerwünschte Effekt der Erhitzung der elektrischen Leiter aufgrund von Wechselmagnetfeldern im Kernspintomographen induzierter Ströme als auch der unerwünschte Effekt von Artefakten in Kernspintomographen vermeiden lässt.

Interessanterweise sind aus den US-Patenten US 4,467,817, US 4,721,118 und US 4,585,013 jeweils Elektrodenleitungen zum Anschluss an einen Herzschrittmacher bekannt, bei denen der elektrische Leiter zwischen den mit dem Herzschrittmacher verbundenen proximalen Ende und dem im Herzen befindlichen distalen Ende von Kohlenstoff-Fasern gebildet sind, die in Form eines Bündels in einer Vielzahl von etwa 3000 Hochmodulfilamenten vorliegen. Mit jenen Elektrodenleitungen wurde das Ziel verfolgt, eine Elektrodenleitung möglichst geringen  
20 Durchmessers zu schaffen. In den Veröffentlichungen findet sich keinerlei Hinweis darauf, dass auch Elektrodenleitungen für die Elektrophysiologie, insbesondere Ablationselektrodenleitungen ähnlich aufgebaut sein können oder dass Elektrodenleitungen mit einem von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter die Anwendung oder Beobachtung im Rahmen der Kernspintomographie  
25 zulassen.

Ein wesentlicher Erfindungsaspekt besteht somit in der Erkenntnis, dass Elektrodenleitungen, deren elektrische Leiter von Kohlenstoff gebildet sind, auch den Einsatz im Rahmen der Kernspintomographie erlauben.



Eine weitere, der Erfindung zugrundeliegende Erkenntnis besteht darin, dass der Einsatz von von Kohlenstoff gebildeten elektrischen Leitern gerade bei Elektrodenleitungen für den Einsatz im Rahmen der Elektrophysiologie besonders geeignet ist.

- 5 Solche Elektrodenleitungen unterscheiden sich von Stimulationselektrodenleitungen zum Anschluss an einen Herzschrittmacher zum einen dadurch, dass die Anzahl der Elektroden, die die Elektrodenleitung im Bereich ihres distalen Endes trägt, bei Elektrodenleitungen für die Elektrophysiologie typischerweise ein Mehrfaches der Anzahl von Elektroden beträgt, die eine Herzschrittmacherelektrode  
10 aufweist. Diese Vielzahl der Elektroden einer typischen Elektrodenleitung für die Elektrophysiologie ist außerdem über eine entsprechende Anzahl elektrischer Leiter mit dem proximalen Ende der Elektrodenleitung elektrisch verbunden. Eine Herzschrittmacherelektrode weist demgegenüber üblicherweise gerade einmal zwei Elektroden im Bereich des distalen Endes auf, wenn die Elektrodenleitung  
15 als bipolare Elektrodenleitung ausgebildet ist. Auch ist es für die Ablation erforderlich, über die Elektrodenleitung größere Energien zu übertragen, als dies bei Herzschrittmacherelektroden der Fall ist.

- Üblicherweise sind Elektrodenleitungen für die Ablation – also Ablationskatheter steuerbar derart ausgebildet, dass ein distaler Endabschnitt der Elektrodenleitung  
20 – also des Katheterschaftes – mittels eines am proximalen Ende der Elektrodenleitung befestigten Steuergriffes seitlich auszubiegen ist. Für die dauerhafte Implantation gedachte Elektrodenleitungen zum Anschluss an einen Herzschrittmacher oder Defibrillator weisen dieses Merkmal nicht auf.

- Entsprechend dem Einsatzzweck als Elektrodenleitung für die Elektrophysiologie  
25 weist eine bevorzugte Ausführungsvariante der Elektrodenleitung mehrere Ablationselektroden oder mehrere Abfühlelektroden oder beides auf. Diese Elektroden sind jeweils über einen separaten elektrischen Leiter mit einem Anschluss am proximalen Ende der Elektrodenleitung elektrisch verbunden.



Eine alternative, für den Anschluss an einen implantierbaren Defibrillator ausgebildete Elektrodenleitung weist wenigstens eine Defibrillationselektrode auf. Defibrillationselektroden unterscheiden sich von üblichen Stimulations- oder Abfühlelektroden, wie sie an einen Herzschrittmacher angeschlossen werden, durch  
5 ihre üblicherweise wesentliche größere räumliche Ausdehnung, die eine ausreichend große Elektrodenoberfläche um die Stromdichte bei den üblichen, für die Defibrillation erforderlichen Stromstärken auf ein Maß zu begrenzen, bei dem Gewebeverletzungen vermieden werden.

In allen Ausführungsvarianten ist die erfindungsgemäße Elektrodenleitung aus  
10 magnetresonanzkompatiblen Werkstoffen aufgebaut. Die Begriffe magnetresonanzkompatibel und kernspinkompatibel werden hier als Synonyme verwendet.

Der den elektrischen Leiter bildende, magnetresonanzkompatible Werkstoff ist Kohlenstoff, der in einer bevorzugten Ausführungsvariante der Erfindung in Form von Kohlefasern vorliegt, die eine Vielzahl von Einzelementen umfassen.

15 Der elektrische Leiter ist vorzugsweise von einer isolierenden Hülle aus einem biegeweichen und magnetresonanzkompatiblen Kunststoff umhüllt. Dieser Kunststoff kann beispielsweise ganz oder teilweise aus Silikon bestehen.

Vorzugsweise enthält die isolierende Hülle einen Röntgenkontrastmittel, da weder der von Kohlenstoff gebildete elektrische Leiter noch eine isolierende Hülle  
20 beispielsweise aus Silikon einen ausreichenden Kontrast in einem Röntgenbild ergibt. Das Röntgenkontrastmittel kann beispielsweise Bariumsulfat oder Metallpartikel enthalten. Die Verteilung der Metallpartikel innerhalb einer isolierenden Kunststoffmatrix ist dabei vorzugsweise dergestalt, dass sie die Kernspinkompatibilität nicht beeinflusst und höchstens zu geringen Artefakte im Rahmen der  
25 Kernspintomographie führt.

Damit die elektrischen Leiter der Elektrodenleitung die gewünschten elektrischen Eigenschaften aufweisen, haben diese vorzugsweise einen Querschnitt zwischen 0,5 und 1,5 mm sowie eine Länge zwischen 40 cm und 120 cm. In bevorzugten



Ausführungsvarianten korrespondieren dabei geringere Querschnitte mit kürzeren Längen und größere Querschnitte mit größeren Längen.

Weitere bevorzugte Ausgestaltungsmerkmale oder selbstständige Erfindungsgedanken, die Gegenstände bisher nicht formulierter Ansprüche sein können, sind  
5 im Folgenden genannt.

Ein auch selbstständig schutzfähiger Aspekt betrifft die Verbindung eines metallischen elektrischen Leiters, beispielsweise eines Kupferdrahtes, mit einem von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter.

Eine Verbindungsvariante besteht darin, dass ein Ende des metallischen Leiters  
10 überlappend zu den Kohlenstoff-Fasern des von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters angeordnet wird und der metallische Leiter und der von Kohlenstoff-Fasern gebildete Leiter mittels einer Crimphülse kraftschlüssig verbunden werden. Ein derartiges Überlappen kann dadurch erzeugt werden, dass ein Ende des metallischen Leiters in Längsrichtung in das zunächst lockere Faser-  
15 bündel geschoben wird, welches den von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter bildet, so dass das entsprechende Ende des elektrischen Leiters vollständig von Kohlenstoff-Fasern umgeben ist.

Eine alternative, ebenfalls selbstständig schutzfähige Verbindungsvariante besteht darin, dass auf ein jeweiliges Ende eines von Kohlenstoff-Fasern gebildeten  
20 elektrischen Leiters eine Hülse aufgequetscht (gecrimpt) oder mit einem elektrisch leitfähigen Klebstoff aufgeklebt wird und diese Hülse durch Löten oder Schweißen mit einem weiterführenden elektrischen Leiter verbunden wird. Alternativ kann das Ende eines von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters auch mit einem metallischen Leiter direkt verklebt sein.

25 Ein weiterer, selbstständig schutzfähiger Erfindungsaspekt, insbesondere im Zusammenhang mit steuerbaren Ablations- oder Mappingkathetern besteht darin, dass der elektrische Leiter zwischen einer jeweiligen Elektrode und dem proximalen Ende der entsprechenden Elektrodenleitung nicht über die gesamte Länge



von Kohlenstoff-Fasern gebildet ist. Vielmehr kann der elektrische Leiter in einem kurzen Längsabschnitt der Elektrodenleitung - vorzugsweise in einem für die seitliche Auslenkung vorgesehenen Längsabschnitt - von herkömmlichen metallischen Leitern, beispielsweise Kupferdrähten, gebildet sein, die dann auf die zuvor beschriebene Art und Weise mit dem von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter verbunden sind. Wenn die Länge dieser metallischen elektrischen Leiter so kurz gewählt wird, dass sie kürzer ist als ein Viertel der Wellenlänge des magnetischen Wechselfeldes, kommt es trotz Einsatz eines metallischen Leiters kaum zur Erwärmung dieses metallischen Leiters, da die Länge des metallischen Leiters nicht auf die Wellenlänge des magnetischen Wechselfeldes abgestimmt ist.

Eine besonders bevorzugte Variante eines steuerbaren Ablations- oder Mappingkatheters besteht darin, dass ein distaler, innerhalb eines flexiblen Katheterabschnitts verlaufender Längsabschnitt eines jeweiligen elektrischen Leiters von einem metallischen Leiter, vorzugsweise einem Kupferdraht gebildet ist, während der Längsabschnitt des Leiters in einem proximalen, steiferen Katheterabschnitt von Kohlenstoff gebildet ist.

Die hier angesprochenen Varianten einer Elektrodenleitung mit einem elektrischen Leiter, der längsabschnittsweise einmal von einem metallischen Leiter und zum anderen von einem von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter gebildet ist sowie die hier angesprochenen Varianten der Verbindung eines von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters mit einem metallischen elektrischen Leiter stellen Merkmale dar, die nicht nur bei Kathetern, wie Mappingkathetern oder Ablationskathetern, zu verwirklichen sind, sondern die auch bei Elektrodenleitungen, wie Stimulationselektrodenleitungen oder Defibrillationselektrodenleitungen zum Anschluss an implantierbare medizinische Geräte vorgesehen sein können.

Derartige Elektrodenleitungen, egal ob sie als Defibrillationselektrode zum Anschluss an einen implantierbaren Defibrillator oder als Elektrophysiologiekatheter,



also als Mapping- oder Ablationskatheter ausgebildet sind, erlauben das Durchführen neuer, bisher unbekannter bzw. als undurchführbar erachteter Verfahren.

Diese Verfahren schließen Verfahren zur Elektrotherapie des Herzens ein, bei denen eine Elektrotherapie während einer Magnetresonanztomographie (Kernspintomographie) erfolgt, was durch Verwendung einer Elektrodenleitung ermöglicht wird, die unter Verwendung eines von Kohlenstoff gebildeten elektrischen Leiters magnetresonanzkompatibel aufgebaut ist.

Eine derartige Elektrotherapie umfasst vorzugsweise eine Gewebeverödung (Ablation) des Herzens durch abgabehochfrequenten Stromes an das Herzgewebe.

Alternativ oder zusätzlich kann die Elektrotherapie auch eine Elektrostimulation des Herzgewebes umfassen.

Außerdem erlauben unter Verwendung eines von Kohlenstoff gebildeten elektrischen Leiters magnetresonanzkompatibel aufgebaute Elektrodenleitungen auch ein bis dahin unbekanntes und für undurchführbar erachtetes Verfahren zum Erfassen elektrischer Potentiale von Herzgewebe, bei dem diese Potentiale während einer Magnetresonanztomographie mittels interkardial angeordneter Elektroden aufgenommen werden, wobei die Elektroden über von Kohlenstoff gebildete elektrische Leiter mit einem proximalen Ende der Elektrodenleitung elektrisch verbunden sind.

In allen hier beschriebenen Fällen können die Elektroden selbst metallisch sein oder ebenfalls von Kohlenstoff gebildet sein. Derartige Elektroden sowie der grundsätzliche Aufbau von Elektroden für die Defibrillation oder für die Elektrophysiologie sind bezüglich der Gestaltung der Elektroden und des äußeren Aufbaus der Elektrodenleitung grundsätzlich bekannt. Der entscheidende Unterschied zwischen an sich bekannten Elektrophysiologiekathetern oder Defibrillationselektrodenleitungen und der erfindungsgemäßen Elektrodenleitung besteht im Aufbau der elektrischen Leiter, die bei herkömmlichen Elektrodenleitungen, bei-



spielsweise von Metalldrähten oder Metallwendeln, gebildet sind, während diese bei den erfindungsgemäßen Elektrodenleitungen von Kohlenstoff gebildet sind.

Im Folgenden soll ein erfindungsgemäßer Elektrophysiologiekatheter beispielhaft anhand der in den Figuren abgebildeten Ablationskathetervarianten beschrieben  
5 werden.

Von den Figuren zeigt:

- Figur 1: Eine Prinzipskizze eines steuerbaren, bipolaren Ablationskatheters:
- 10 Figur 2: Eine Detaildarstellung des distalen Endes des Ablationskatheters aus Figur 1 in längsgeschnittener Darstellung;
- Figur 3: Einen Querschnitt durch das distale Ende des Ablationskatheters aus Figur 1, an dem in Figur 2 bezeichneten Ort;
- 15 Figur 4: Einen Längsschnitt eines gegenüber Figur 3 alternativen Aufbaus des distalen Endes eines Ablationskatheters, wie aus Figur 1;
- Figuren 5a) bis d): Vier aufeinanderfolgende Längsabschnitte eines alternativen Katheteraufbaus in längsgeschnittener Darstellung;  
20 und
- Figuren 5e) bis g): Darstellungen der in Figur 5b) bezeichneten Querschnitte.

Der in Figur 1 dargestellte Ablationskatheter 10 besitzt einen Katheterschaft 12, der im Rahmen dieser Beschreibung und der Ansprüche auch als Elektrodenleitung 12 bezeichnet wird. Die Elektrodenleitung 12 trägt an ihrem distalen Ende



zwei Elektroden, nämlich eine Tipp-Elektrode 14 und eine Ringelektrode 16. Die Tipp-Elektrode 14 und die Ringelektrode 16 dienen im Falle der Gewebeverödung (Ablation) der Abgabe hochfrequenten Wechselstroms an umliegendes Gewebe, um das Gewebe mittels des Wechselstroms so weit zu erhitzen, dass es verödet.

Am proximalen Ende ist die Elektrodenleitung 12 mit einem Handgriff 18 verbunden, der ein Haltestück 20 und ein Schiebestück 22 aufweist. Haltestück 20 und Schiebestück 22 sind in bekannter Weise in Längsrichtung des Haltestücks 20 relativ zueinander verschiebbar, um eine laterale Ausbiegung eines distalen Endabschnitts 24 der Elektrodenleitung 12 zu bewirken. Dies geschieht in grundsätzlich bekannter Weise mit Hilfe eines in einem Lumen 26 (siehe Figur 3) der Elektrodenleitung 12 geführten Steuerdrahtes 28, der im Bereich des distalen Endes der Elektrodenleitung 12 befestigt ist. Proximal dieser Befestigungsstelle ist der Steuerdraht 28 längsverschieblich in dem Lumen 26 geführt und über eine Crimpverbindung 30 fest mit dem Haltestück 20 verbunden, während das proximale Ende der Elektrodenleitung 12 im übrigen mit dem Schiebestück 22 verbunden ist. Auf diese dem Fachmann bekannte Weise lässt sich mit Hilfe des Haltestückes 20 des Schiebestückes 22 eine relative Verschiebung des Steuerdrahtes 28 gegenüber der übrigen Elektrodenleitung 12 bewirken, die wegen der in Bezug auf den Querschnitt der Elektrodenleitung 12 exzentrischen Anordnung des Steuerdrahtes 28 zu einer entsprechenden lateralen Ausbiegung des distalen Endabschnitts 24 der Elektrodenleitung 12 führt. Diese Form der Steuerbarkeit ist ein dem Fachmann bekanntes Merkmal üblicher Ablationskatheter.

Damit sich eine laterale Ausbiegung des distalen Endabschnitts 24 der Elektrodenleitung 12 auf diesen distalen Endabschnitt 24 beschränkt, ist der distale Endabschnitt 24 biegeweicher aufgebaut, als ein daran anschließender proximaler Schaftabschnitt 32 der Elektrodenleitung 12. Der proximale Schaftabschnitt ist durch ein Geflecht verstärkt.

Wie erwähnt, dienen die Elektroden 14 und 16 der Abgabe hochfrequenten Wechselstroms für die Ablation oder auch dem Abfühlen elektrischer Potentiale



des Herzgewebes, also dem Mapping. Zu beiden Zwecken müssen die Elektroden 14 und 16 elektrisch mit einem Anschluss 40 verbunden sein, der über ein Kabel 42 mit dem Handgriff 18 verbunden ist.

Die elektrische Verbindung zwischen der jeweiligen Elektrode 14 bzw. 16 und dem Anschluss 40 ist im Folgenden beispielhaft nur für die elektrische Verbindung zwischen der Tipp-Elektrode 14 und dem Anschluss 40 beschrieben. Die elektrische Verbindung zwischen der Ringelektrode 16 und dem Anschluss 40 ist entsprechend gestaltet.

Die Tipp-Elektrode 14 ist über einen von Kohlenstoff-Fasern (Carbon-Fasern) gebildeten elektrischen Leiter 44 mit einem üblichen elektrischen Leiter 46 des Kabels 42 verbunden. Der von Kohlenstoff-Fasern gebildete elektrische Leiter 44 erstreckt sich von der Tipp-Elektrode 14 bis zu einer Verbindungsstelle innerhalb des Haltestückes 20, die von einer auf das proximale Ende des von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters 44 aufgeschoben, wenn Crimphülse 48 und einer kleinen Platine 50 gebildet ist.

Die Crimphülse 48 ist in bekannter Weise durch Quetschen mit dem proximalen Ende des von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters 44 verbunden. Darüber hinaus ist die Crimphülse 48 auf eine Leiterbahn in der Platine 50 aufgelötet oder mit dieser Leiterbahn verschweißt. In gleicher Weise ist der übliche elektrische Leiter 46 mit derselben Leiterbahn der Platine 50 verbunden.

Die elektrische Verbindung zwischen der Tipp-Elektrode 14 und dem distalen Ende des von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiters 44 ist wie folgt aufgebaut: Auf das distale Ende des elektrischen Leiters 44 ist eine distale Crimphülse 52 aufgequetscht. Diese metallische distale Crimphülse 52 ist über eine Löt- oder Schweißverbindung 54 elektrisch mit der kappförmig gestalteten Tipp-Elektrode 14 elektrisch verbunden.

Wie dem in Figur 3 abgebildeten Querschnitt A-A zu entnehmen ist, ist der von Kohlenstoff-Fasern gebildete elektrische Leiter 44 in einem weiteren Lumen 56



eines Multilumenschlauches 58 geführt. Dieser Multilumenschlauch 58 erstreckt sich zwischen dem distalen und dem proximalen Ende der Elektrodenleitung 12. Der Multilumenschlauch 58 ist aus biegeweichen, elektrisch isolierendem Kunststoff gefertigt. Ein geeigneter Kunststoff ist beispielsweise Silicon. Neben den  
5 bereits erwähnten Lumina 26 und 56 für den Steuerdraht 28 bzw. den von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter 44 weist der Multilumenschlauch 58 zwei weitere Lumina auf, nämlich ein Lumen 60, in dem ein weiterer, von Kohlenstoff-Fasern gebildeter elektrischer Leiter 62 geführt ist, der der Kontaktierung der Ringelektrode 16 dient und einen geringeren Durchmesser aufweist, als der  
10 elektrische Leiter 44 zur Kontaktierung der Tipp-Elektrode 14.

Ein viertes Lumen 64 dient der Aufnahme von zwei elektrischen Leitern oder zwei lichtleitenden Fasern 66, die zu einem Temperatursensor 68 führen, welcher in einem Hohlraum im distalen Ende der Tipp-Elektrode 14 angeordnet ist. Mit Hilfe des Temperatursensors 68 kann eine Gewebeablation in an sich be-  
15 kannter Weise temperaturgesteuert durchgeführt werden. Der Temperatursensor 68 ist mittels eines elektrisch isolierenden, aber wärmeleitenden Klebstoffs 70 mit der Tipp-Elektrode 14 verbunden. Aus Gründen der Magnetresonanzkompatibilität ist der Temperatursensor 68 vorzugsweise ein optischer Temperatursensor, der über zwei lichtleitende Fasern mit dem proximalen Ende der Elektrodenlei-  
20 tungen 12 verbunden ist. Falls alternativ ein elektrischer Temperatursensor, wie beispielsweise ein Thermoelement verwendet werden sollte, müsste dieser Sensor mit zwei elektrischen Leitern mit dem proximalen Ende der Elektrodenleitung 12 verbunden sein. Diese elektrischen Leiter sind vorzugsweise metallische Leiter. Sie können jedoch so dünn ausgeführt sein und thermisch so gut gegenüber  
25 dem Äußeren der Elektrodenleitung 12 isoliert sein, dass eine Erwärmung dieser Leiter 66 im Rahmen der Magnetresonanztomographie unbeachtlich ist.

Bei der dargestellten Elektrodenkonfiguration dient die Tipp-Elektrode 14 sowohl als Abfühlelektrode als auch als (unipolare) Ablationselektrode, während die Ringelektrode 16 ausschließlich als Abfühlelektrode dient. Daher kann der elek-  
30 trische Leiter 62 auch ein geringeres Querschnittsmaß aufweisen als der elektrische Leiter 44.



Die Ringelektrode 16 ist außen auf den Multilumenschlauch 58 aufgeschoben. In gleicher Weise ist die kappenförmige Tipp-Elektrode 14 auf das distale Ende des Multilumenschlauches 58 aufgeschoben. Für die Kontaktierung der jeweiligen Elektroden 14 bzw. 16 weisen die entsprechenden Lumina 56 bzw. 60 im Bereich  
5 der Elektroden 14 und 16 laterale Öffnungen auf (in den Figuren nicht dargestellt). Eine umlaufende Vertiefung, die sich außen auf die Elektrodenleitung 12 in einem zwischen den beiden Elektroden 14 und 16 befindlichen Längsabschnitt ergibt, ist mit einem UV-härtenden Kunststoff 72 aufgefüllt. In gleicher Weise ist der Übergang vom proximalen Ende der Ringelektrode 16 zur Außenoberfläche  
10 des Multilumenschlauches 58 mit UV-härtendem Kunststoff 72 verfüllt.

Wie zuvor beschrieben, ist der Steuerdraht 28 an seinem distalen Ende mit der Elektrodenleitung 12 verbunden, damit der Steuerdraht 28 als exzentrisch angeordneter Zugdraht eine seitliche Ausbiegung des distalen Endabschnitts 24 der Elektrodenleitung 12 bewirken kann. Die dazu erforderliche Verbindung des  
15 distalen Endes des Steuer- oder Zugdrahts 28 mit der Elektrodenleitung 12 ist durch eine Verklebung des distalen Endes des Steuerdrahtes 28 mit dem Lumen 26 im Bereich des distalen Endes des Steuerdrahtes 28 gelöst. Dazu ist der Zwischenraum zwischen dem Steuerdraht 28 und der Wand des Lumens 26 mit einem Klebstoff 74 ausgefüllt. Damit dieser Klebstoff 74 auch im ungehärteten Zustand am Ort der Verklebung bleibt, sind zwei Schlauchabschnitte 76 so in das  
20 Lumen 26 ein- und auf den Steuerdraht 28 aufgeschoben, dass die Schlauchabschnitte 76 einen Längsabschnitt voneinander haben und zwischen sich die beabsichtigte Klebestelle dichtend einschließen.

Wie erwähnt, stellt Figur 4 einen zu Figur 2 alternativen Aufbau des distalen Endes der Elektrodenleitung 12 in einem vergrößert dargestelltem Längsschnitt dar.  
25 Die in Figur 4 dargestellte Ausführungsvariante unterscheidet sich von der in Figur 2 dargestellten dadurch, dass die Verbindung der von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter 44 und 62 mit den entsprechenden Elektroden 14 bzw. 16 nicht mit Hilfe von Crimphülsen erfolgt, sondern mittels eines elektrisch  
30 leitenden Klebstoffs, mit dem die distalen Enden der elektrischen Leiter 62 und



44 mit der Ringelektrode 16 bzw. der Tipp-Elektrode 14 verklebt sind. Der übrige Aufbau entspricht den in Figur 2 dargestellten.

In den Figuren 5a) bis g) sind mehrere Längs- und Querschnitte einer Elektrodenleitung dargestellt, die sich von den zuvor dargestellten Elektroden dadurch unterscheidet, dass die von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter 44 und 62 nur innerhalb des relativ biegesteifen, proximalen Längsabschnitts der Elektrodenleitung verlaufen, während die elektrischen Leiter im biegeweichen distalen Längsabschnitt der Elektrodenleitung herkömmliche Kupferleiter 90 sind, siehe Figur 5a) und 5b).

In Figur 5b) ist derjenige Längsabschnitt der Elektrodenleitung im Längsschnitt dargestellt, in dem die Elektrodenleitung von einem proximalen, relativ biegesteifen proximalen Schaftabschnitt zu dem biegeweichen, distalen Schaftabschnitt übergeht. Die Steifigkeit des proximalen Schaftabschnitts wird unter anderem durch ein schlauchartiges Drahtgeflecht 92 bewirkt, welches am distalen Ende mit einer Metallhülse 94 im Bereich einer Schweißstelle 96 verschweißt ist. In die Metallhülse 94 ist der Multilumenschlauch 58 eingeklebt.

Sowohl an ihrem jeweiligen proximalen Ende als auch an ihrem jeweiligen distalen Ende sind die von Kohlenstoff-Fasern gebildeten Leiter 44 und 62 mit herkömmlichen Kupferleitern 90 verbunden. Diese Verbindung ist bei der Ausführungsvariante gemäß Figur 5 jeweils dergestalt, dass ein jeweiliges Ende der Kupferleiter 90 dabei zwischen die den jeweiligen elektrischen Leiter 44 bzw. 62 bildenden Kohlenstoff-Fasern ragt, wie in dem Querschnitt gemäß Figur 5f) dargestellt ist. Ein Herausrutschen des Kupferleiterendes wird jeweils durch eine Crimphülse 100 verhindert, mit der die Kohlenstoff-Fasern der elektrischen Leiter 44 und 62 und die jeweiligen Enden der Kupferleiter 90 miteinander verquetscht und somit kraftschlüssig miteinander verbunden sind. Diese Art der Verbindung zwischen einem von Kohlenstoff-Fasern gebildeten elektrischen Leiter mit einem herkömmlichen Metall-Leiter (insbesondere Kupferleiter) stellt einen auch unabhängig von den hier beschriebenen Ausführungsdetails zu realisierenden Erfindungsgedanken dar.



Der Vorteil der in Figur 5 abgebildeten Ablationskathetervariante gegenüber den zuvor beschriebenen Ablationskathetervarianten besteht darin, dass der flexible, distale Endabschnitt der Elektrodenleitung durch den Einsatz metallischer Leiter, konkret durch den Einsatz von Kupferkabeln, eine größere Flexibilität aufweist und sich daher besser seitlich ausbiegen und genauer steuern lässt. Trotz des Einsatzes metallischer Leiter bei der Ausführungsvariante gemäß Figur 5 ist auch der in Figur 5 abgebildete Ablationskatheter magnetresonanztauglich, da die elektrischen Leiter eine Länge besitzen, die kürzer ist als ein Viertel der Wellenlänge eines typischen magnetischen Wechselfeldes, wie es in der Magnetresonanztomographie eingesetzt wird. Die ansonsten durch eine Art Antennenwirkung bedingte Erwärmung von metallischen elektrischen Leitern in solchen Wechselfeldern findet dann aufgrund der Fehlanpassung nur in sehr geringem, unbeachtlichen Maße statt.

Der übrige Aufbau der Elektrodenleitung gemäß Figur 5 ergibt sich analog zu den zuvor beschriebenen Ausführungsbeispielen. Dementsprechend sind sich entsprechende Bauteile mit denselben Bezugszeichen versehen, wie in den vorangegangenen Figuren.



Patentansprüche

1. Elektrodenleitung für die Defibrillation oder für das Mapping oder die Ablation von Herzgewebe, mit einem Anschluss an einem proximalen Ende der Elektrodenleitung und einer oder mehreren Abfühl- oder Behandlungselektroden oder beidem an oder nahe einem distalen Ende der Elektrodenleitung, sowie mit wenigstens einem elektrischen Leiter, über den eine jeweilige Abfühl- oder Behandlungselektrode mit dem Anschluss elektrisch verbunden ist,  
5  
  
dadurch gekennzeichnet,  
  
10 dass der elektrische Leiter von Kohlenstoff gebildet ist und die Elektrodenleitung für die Verwendung im Rahmen einer Magnetresonanztomographie tauglich aufgebaut sowie zum Anschluss an ein Elektrophysiologie-Therapiegerät ausgebildet ist und wenigstens eine Defibrillationselektrode oder wenigstens eine Abfühlelektrode für die Aufnahme und Auswertung  
15 von Herzgewebepotentialen oder wenigstens eine Behandlungselektrode für die Abgabe von Hochfrequenzströmen zur Gewebeverödung (Ablation) aufweist.
2. Elektrodenleitung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der elektrische Leiter von Kohlefasern gebildet ist, die eine Vielzahl von Filamenten umfassen.  
20
3. Elektrodenleitung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der elektrische Leiter von einer isolierenden Hülle aus einem biegeweichen und magnetresonanzkompatiblen Kunststoff umhüllt ist
4. Elektrodenleitung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die isolierende Hülle ein Röntgenkontrastmittel enthält.  
25



5. Elektrodenleitung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Röntgenkontrastmittel Bariumsulfat oder Metallpartikel enthält.
6. Elektrodenleitung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die isolierende Hülle zum größten Teil von Silikon gebildet ist.  
5
7. Elektrodenleitung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der elektrische Leiter einen Querschnitt zwischen 0,5 mm und 1,5 mm sowie eine Länge zwischen 40 und 120 cm besitzt.
8. Elektrodenleitung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Filamente einen Durchmesser zwischen 5µm und 7µm besitzen.  
10
9. Elektrodenleitung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenleitung als Defibrillationselektrode zum Anschluss an einen implantierbaren Defibrillator ausgebildet ist.
10. Elektrodenleitung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenleitung als Elektrophysiologiekatheter für das Mapping oder die Ablation von Herzgewebe oder beidem ausgebildet ist.  
15
11. Verfahren zur Elektrotherapie eines Herzens, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrotherapie während einer Magnetresonanztomographie unter Verwendung einer Elektrodenleitung erfolgt, die unter Verwendung eines von Kohlenstoff gebildeten elektrischen Leiters magnetresonanzkompatibel aufgebaut ist.  
20
12. Verfahren zur Elektrotherapie eines Herzens nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrotherapie eine Gewebeverödung des Herzgewebes durch Abgabe hochfrequenten Stroms an das Herzgewebe umfasst.  
25



13. Verfahren zur Elektrotherapie eines Herzens nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrotherapie eine Elektrostimulation von Herzgewebe umfasst.
- 5 14. Verfahren zum Erfassen elektrischer Potentiale von Herzgewebe, dadurch gekennzeichnet, dass das Erfassen während einer Magnetresonanztomographie unter Verwendung einer Elektrodenleitung erfolgt, die unter Verwendung eines von Kohlenstoff gebildeten elektrischen Leiters magnetresonanzkompatibel aufgebaut ist.



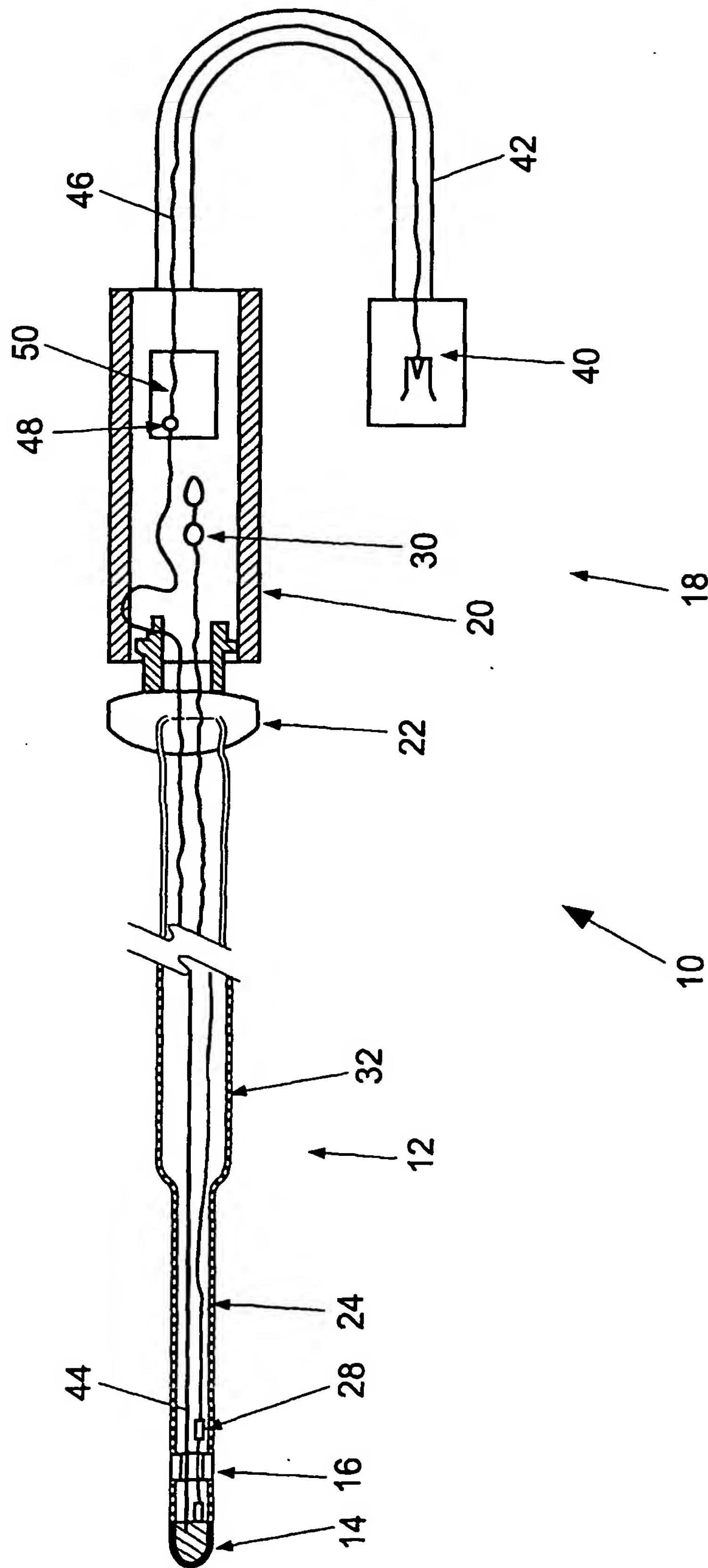


Fig.1



2/5

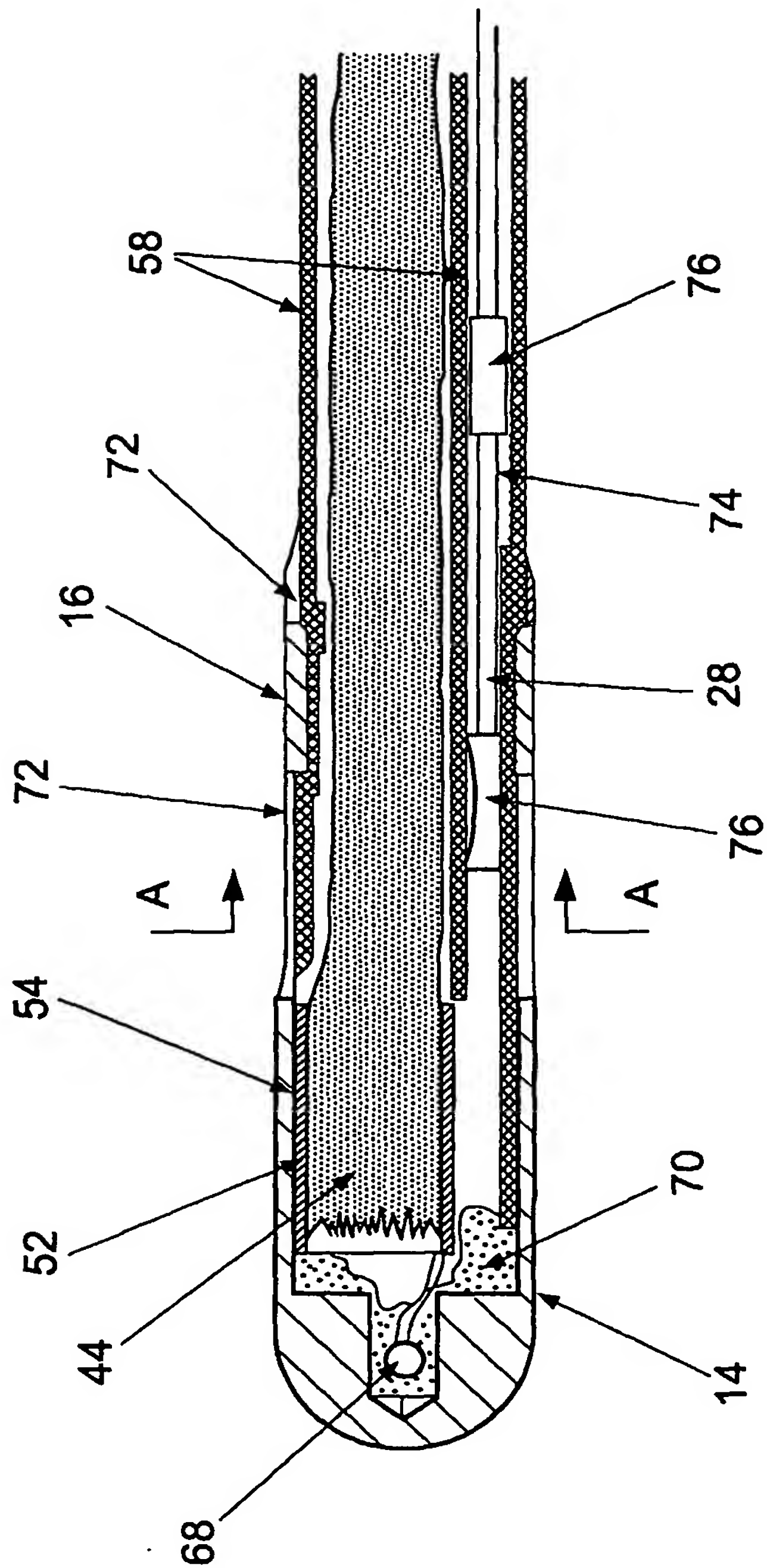


Fig.2

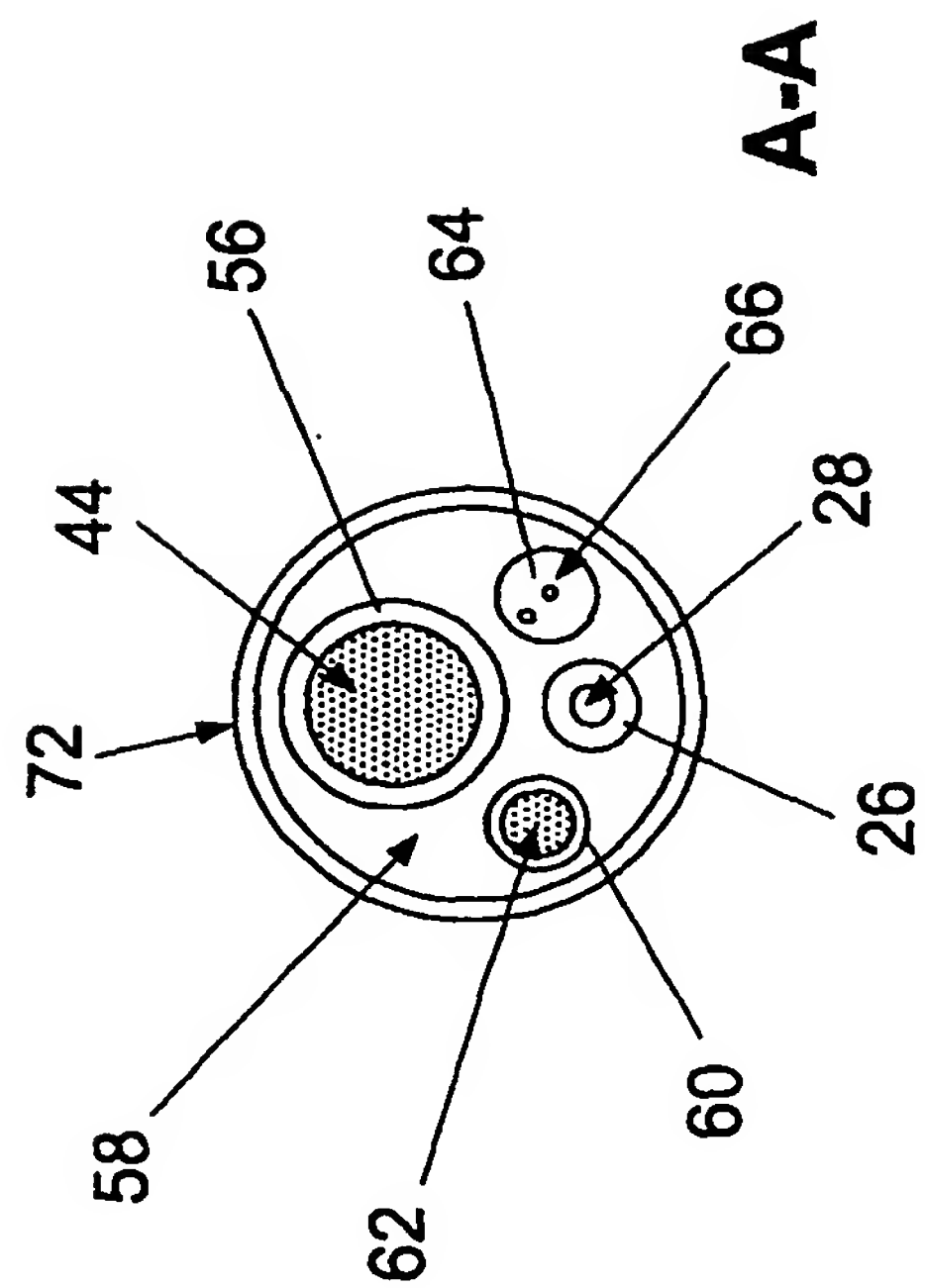
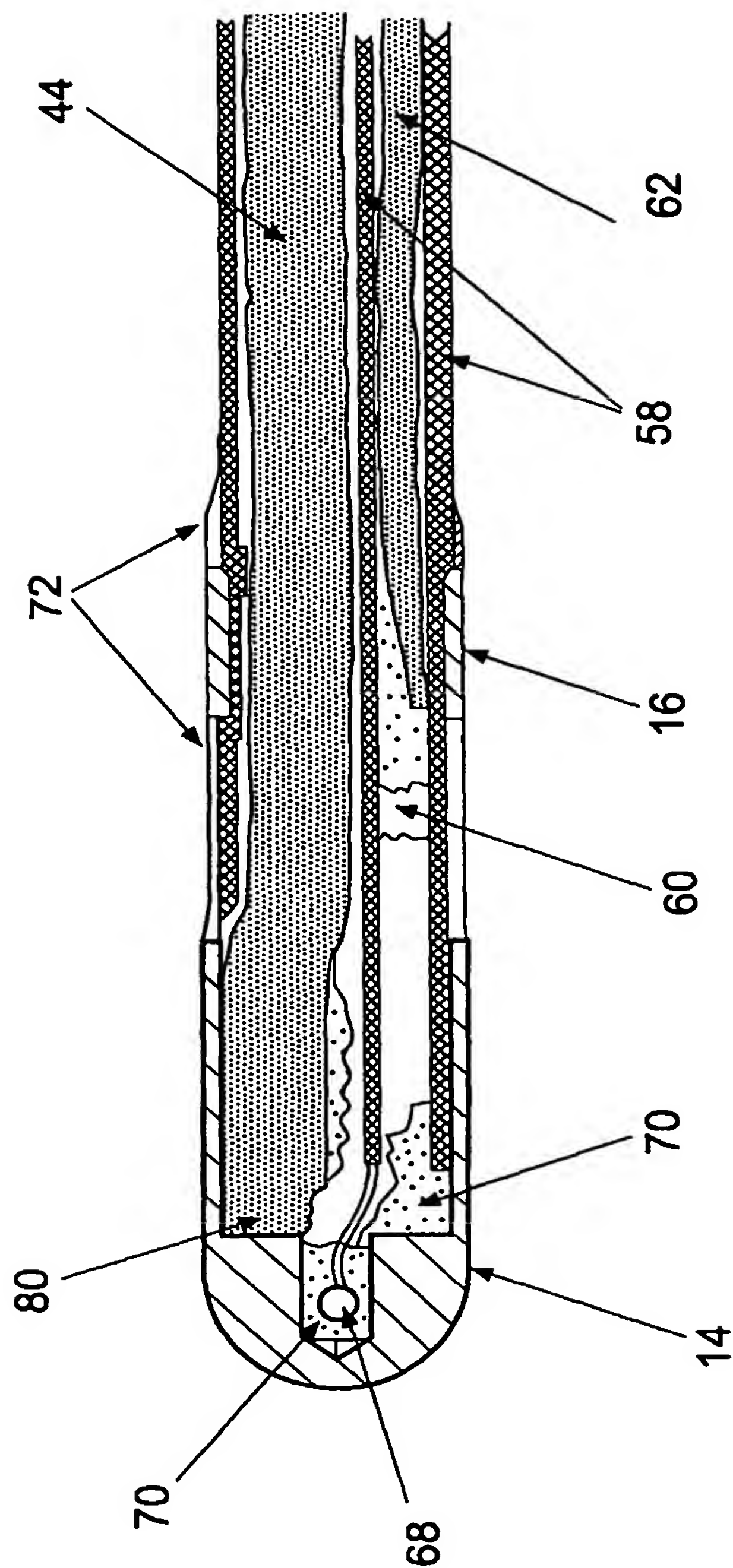


Fig.3



3/5



**Fig.4**



4/5

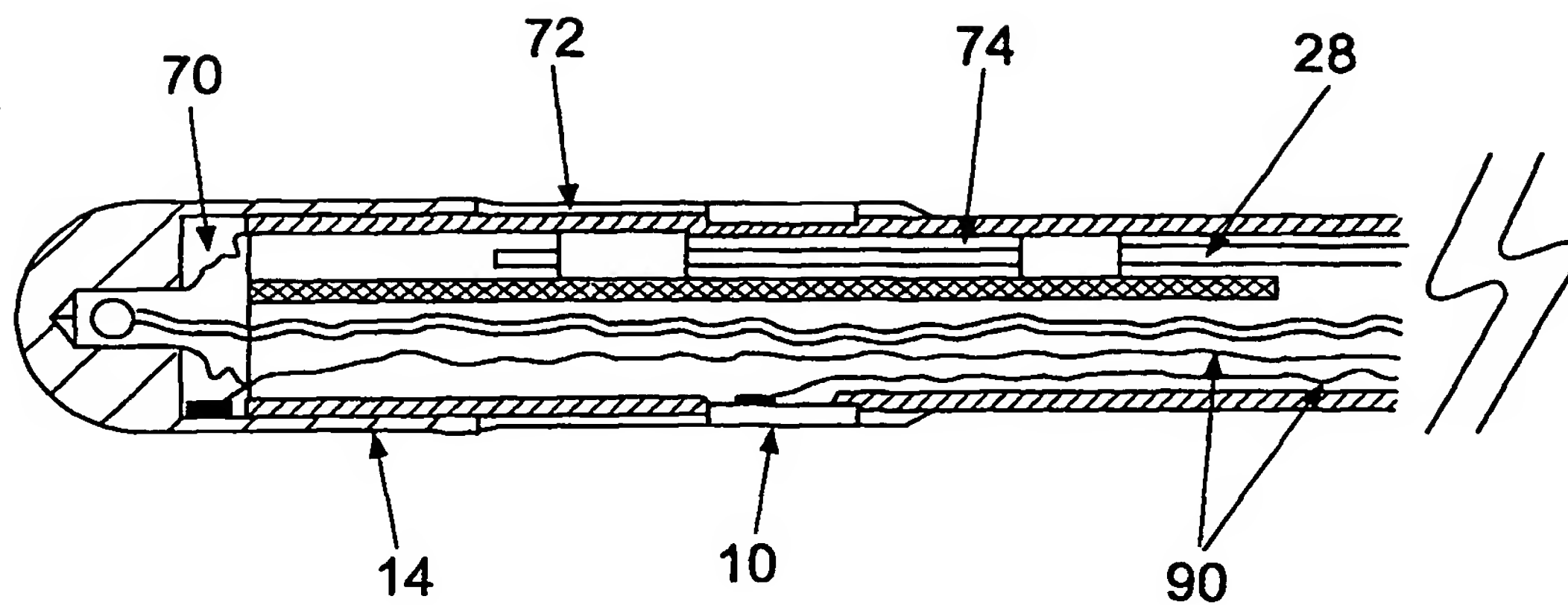


Fig.5a

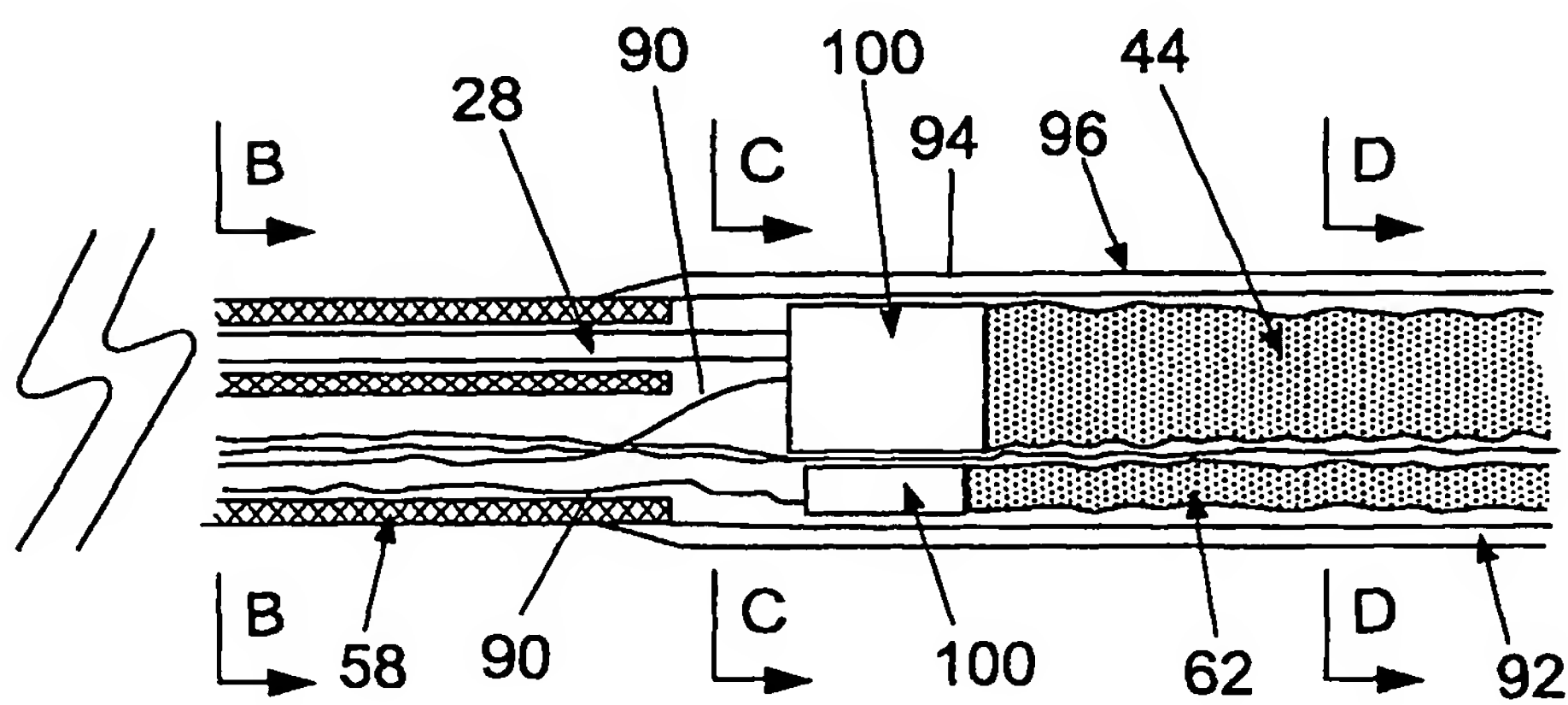


Fig.5b



5/5

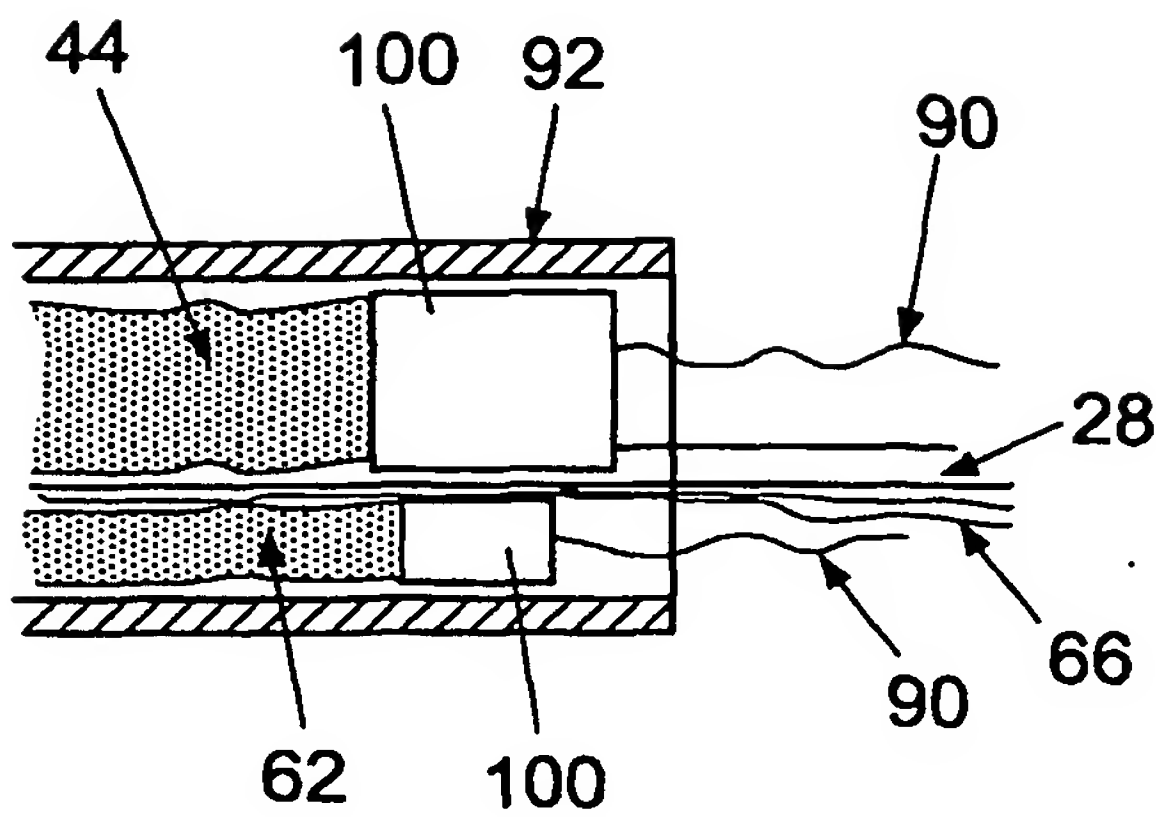


Fig.5c

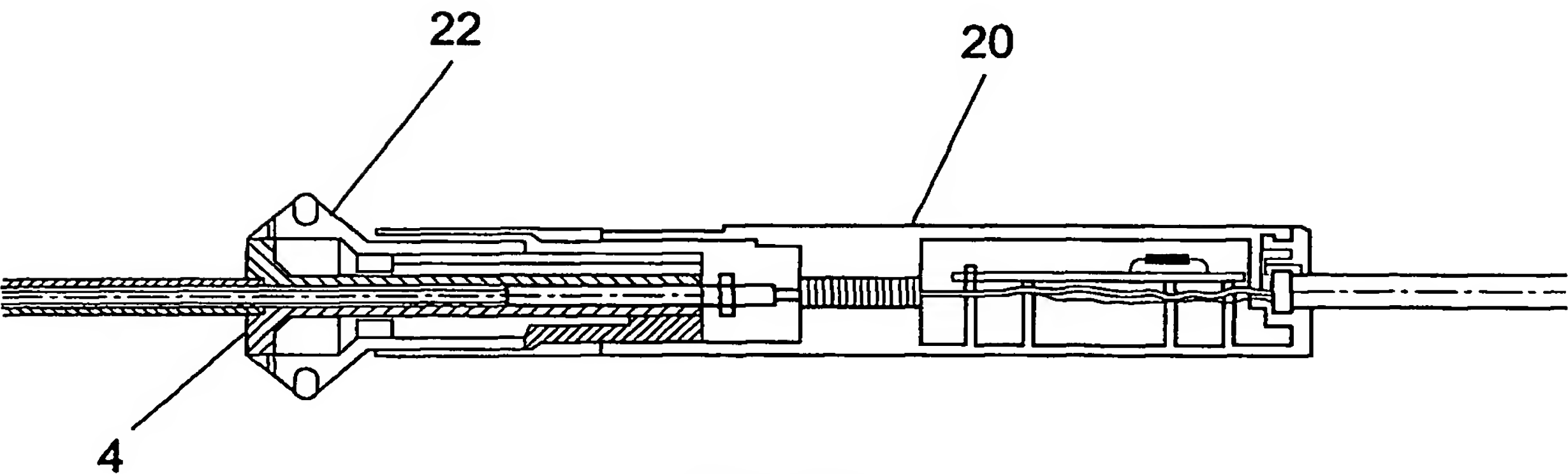
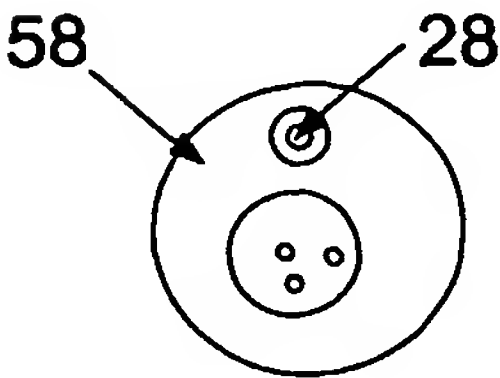
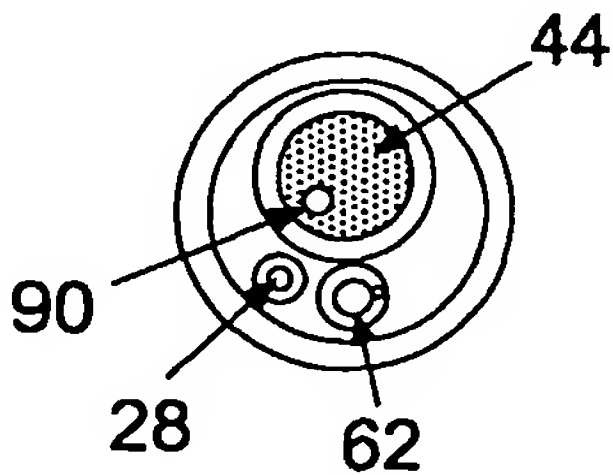


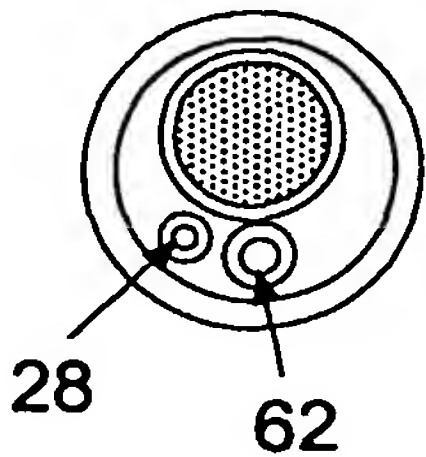
Fig.5d



B-B  
Fig.5e



C-C  
Fig.5f



D-D  
Fig.5g



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2004/013857

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B18/14 A61N1/05 H01B1/04 H01B7/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B A61N H01B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 5 336 254 A (BRENNEN ET AL) 9 August 1994 (1994-08-09)  the whole document	1-3,6-9 4,5,10
Y	WO 02/087676 A (C.R. BARD, INC; FALWELL, GARY, S; BURNS, STEVEN, J; GIBSON, CHARLES, A) 7 November 2002 (2002-11-07) page 18, line 33 - page 19, line 6 page 16, lines 5-12	1,2,10
Y	DE 199 22 999 A1 (KENDALL-MEDIZINISCHE ERZEUGNISSE - GMBH) 23 November 2000 (2000-11-23) the whole document	1,2,10
	----- -/-- -----	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

**\* Special categories of cited documents :**

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*8\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 March 2005

Date of mailing of the international search report

30/03/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Fischer, O



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2004/013857

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 01/97688 A (INSTRUMENTARIUM CORPORATION; RISTOLAINEN, KIMMO) 27 December 2001 (2001-12-27) page 2, lines 1-21 -----	1,2,10
Y	US 6 032 063 A (HOAR ET AL) 29 February 2000 (2000-02-29) column 1, line 64 - column 2, line 2 -----	1,2,10
A	US 4 721 118 A (HARRIS ET AL) 26 January 1988 (1988-01-26) cited in the application column 3, lines 6-60; figures 1,2 -----	1-10



**PCT/EP2004/013857**

**PCT/ISA/210**

**Continuation of Box II.1**

**Claims 11-14**

**PCT Rule 39.1(iv) – method for treatment of the human or animal body by therapy.**



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP2004/013857

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5336254	A	09-08-1994	NONE	
WO 02087676	A	07-11-2002	EP 1383567 A1	28-01-2004
			EP 1387641 A1	11-02-2004
			JP 2004532074 T	21-10-2004
			JP 2004533874 T	11-11-2004
			WO 02087676 A2	07-11-2002
			WO 02087455 A1	07-11-2002
			US 2004181140 A1	16-09-2004
			US 2004193239 A1	30-09-2004
			EP 1446182 A2	18-08-2004
			WO 03033064 A2	24-04-2003
DE 19922999	A1	23-11-2000	NONE	
WO 0197688	A	27-12-2001	FI 20001482 A	22-12-2001
			AU 7064901 A	02-01-2002
			EP 1294281 A1	26-03-2003
			WO 0197688 A1	27-12-2001
			US 2004034296 A1	19-02-2004
US 6032063	A	29-02-2000	CA 2255503 A1	09-06-1999
US 4721118	A	26-01-1988	US 4467817 A	28-08-1984
			US 4585013 A	29-04-1986



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2004/013857

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61B18/14 A61N1/05 H01B1/04 H01B7/04

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B A61N H01B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, PAJ

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 336 254 A (BRENNEN ET AL) 9. August 1994 (1994-08-09)	1-3, 6-9
A	das ganze Dokument	4, 5, 10
Y	WO 02/087676 A (C.R. BARD, INC; FALWELL, GARY, S; BURNS, STEVEN, J; GIBSON, CHARLES, A) 7. November 2002 (2002-11-07) Seite 18, Zeile 33 - Seite 19, Zeile 6 Seite 16, Zeilen 5-12	1, 2, 10
Y	DE 199 22 999 A1 (KENDALL-MEDIZINISCHE ERZEUGNISSE - GMBH) 23. November 2000 (2000-11-23) das ganze Dokument	1, 2, 10
	-/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*Z\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

17. März 2005

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

30/03/2005

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Fischer, 0



## INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2004/013857

### Feld II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein Recherchenbericht erstellt:

1. ☒ Ansprüche Nr. 11-14  
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche die Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich  
**Regel 39.1(iv) PCT – Verfahren zur therapeutischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers**
2. ☐ Ansprüche Nr.  
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, daß eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich
3. ☐ Ansprüche Nr.  
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefaßt sind.

### Feld III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, daß diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

1. ☐ Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
2. ☐ Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der eine zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung einer solchen Gebühr aufgefordert.
3. ☐ Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.
4. ☐ Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Der internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfaßt:

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- ☐ Die zusätzlichen Gebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt.  
☐ Die Zahlung zusätzlicher Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2004/013857

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 01/97688 A (INSTRUMENTARIUM CORPORATION; RISTOLAINEN, KIMMO) 27. Dezember 2001 (2001-12-27) Seite 2, Zeilen 1-21 -----	1,2,10
Y	US 6 032 063 A (HOAR ET AL) 29. Februar 2000 (2000-02-29) Spalte 1, Zeile 64 - Spalte 2, Zeile 2 -----	1,2,10
A	US 4 721 118 A (HARRIS ET AL) 26. Januar 1988 (1988-01-26) in der Anmeldung erwähnt Spalte 3, Zeilen 6-60; Abbildungen 1,2 -----	1-10



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/013857

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5336254	A	09-08-1994	KEINE	
WO 02087676	A	07-11-2002	EP 1383567 A1	28-01-2004
			EP 1387641 A1	11-02-2004
			JP 2004532074 T	21-10-2004
			JP 2004533874 T	11-11-2004
			WO 02087676 A2	07-11-2002
			WO 02087455 A1	07-11-2002
			US 2004181140 A1	16-09-2004
			US 2004193239 A1	30-09-2004
			EP 1446182 A2	18-08-2004
			WO 03033064 A2	24-04-2003
DE 19922999	A1	23-11-2000	KEINE	
WO 0197688	A	27-12-2001	FI 20001482 A	22-12-2001
			AU 7064901 A	02-01-2002
			EP 1294281 A1	26-03-2003
			WO 0197688 A1	27-12-2001
			US 2004034296 A1	19-02-2004
US 6032063	A	29-02-2000	CA 2255503 A1	09-06-1999
US 4721118	A	26-01-1988	US 4467817 A	28-08-1984
			US 4585013 A	29-04-1986